

流体力学

在我们的日常生活和科学研究中,流体起着独特的作用,这主要是因为它们具有流动性和与容器形状保持一致的特性.通常,我们把物质分为固体和流体.流体是能流动的物质,因此,流体包含液体和气体.但是这样的分类并不非常明确,有的流体,如沥青流动得如此缓慢,在我们使用时,其性质显得像固体.

动物通过它们的循环系统中的流体输送养料和排出废物.同样,植物也是通过流体来输送各种物质的.鱼的游动和鸟与飞机的飞行都涉及流体的运动,天气、波浪和海洋的潮流也是这样.

所有这些现象都能用流体力学的原理来描述.但是,因为流体并不保持固定的形状并且它们是可压缩的,所以要做出全面分析是很复杂的事.为了使问题简化,2.1节采用了所谓的“理想流体”模型,即满足不可压缩和非粘性条件的流体.我们假定流体是不可压缩的,也就是它们保持密度不变.对大部分液体,作为一级近似,通常可看做是不可压缩的.对气体来说,我们的方法只能应用于压强和温度变化很小的情况.非粘性假定指的是相对运动的各部分流体之间是无摩擦力的.这对静止流体或运动流体(如水、酒精和气体等)的某些应用是成立的.但是对于粘性较大的血液和蜂蜜等流体,这些摩擦效应或粘滞效应通常是不可忽略的.

本章的2.1节讨论非粘性流体的力学.2.2节讨论具有粘性的实际流体——血液的流动,以及把流体力学的知识应用于人的循环系统的某些方面.

2.1 非粘性流体的力学

在这一节,我们将力学定律应用到流体中.在力学中,如果我们能确定作用在一个物体上的力,我们就能预测以后的运动状态.在对流体的讨论中,我们利用同样的基本原理,但是我们需要考虑一个事实,即质量一定的流体没有一个固定的形状.可以用密度和压强代替质量和力的概念,来处理这个复杂的问题.

有了密度和压强的定义,就可以描述静止流体和运动的非粘性流体.对静止流体,首先要理解为什么一个物体在流体中不是沉下去,就是浮起来.对运动流体,则要建立连续性方程和伯努利方程.前者是关于流体的不可压缩条件的一个结果,简单地说就是流入一个管子的流体的体积一定等于流出的体积.这个看似简单的方程在我们的讨论中起着重要作用.伯努利方程本质上是功能定理在流体流动中的应用.这是本节的中心,它可以帮助我们理解为什么在连通器中流体的表面倾向于有同样的高度;流体是怎样从一个地方流到另一个地方的.



2.1.1 密度和压强

当我们把力学定律应用于流体时,直接用质量和力的概念是不方便的.一定质量的流体在运动时是可以变形的,难以跟踪它的轨迹.用密度 ρ 和压强 p 来描述流体就很好地避免了这个困难.这两个量都是标量,而且和几何形状无关.

1. 密度

均匀流体的密度 ρ 与许多因素有关,如温度和流体所受到的压力等.对于液体来说,在压强和温度的很大范围内,密度变化很小,因此可看做恒量.但是气体的密度受温度和压强变化的影响很大,所以对气体的流动,我们的讨论仅限于温度和压强变化不大的情形.

流体密度定义为质量与体积之比:

$$\rho = \frac{\text{质量}}{\text{体积}} = \frac{m}{V} \quad (2-1)$$

在国际单位制中,密度的单位为 kg/m^3 . 物体的相对密度由下述比值确定

$$\text{相对密度} = \frac{\text{物的密度}}{\text{水的密度}}$$

式中,水的密度取 4°C 的值,即 $1\,000\,\text{kg/m}^3$ 或 $1\,\text{g/cm}^3$. 相对密度是个无量纲的数,如水银的相对密度是 $13\,600/1\,000 = 13.6$. 用相对密度比用密度可简化计算. 一些常用液体的相对密度值在表 2-1 中给出.

表 2-1 液体的相对密度

液 体	相对密度
冰	0.917
海水: 20°C , 1 atm	1.024
酒精	0.79
甘油	1.26
水银	13.6
花生油	0.92
全血	1.06
血浆	1.027
汽油	0.68

2. 压强

压强 p 定义为单位面积上法向力的大小,压强可以传递到流体内的任一截面和作为边界的固体表面,在这些面上各点处,压强均与该面垂直. 某个面积上的平均压强为

$$p = \frac{\text{垂直面积的作用力}}{\text{面积}} = \frac{F}{S} \quad (2-2)$$

压强是标量. 在国际单位制中,压强的单位是帕斯卡(Pa), $1\,\text{Pa} = 1\,\text{N/m}^2$. 其他常用的压强单位为达因每平方厘米(dyn/cm^2)、巴(bar)、大气压(atm)和毫米汞柱(mmHg,也叫托,



torr). 在海平面上, 用各种单位表示的标准大气压强为

$$\begin{aligned}1 \text{ atm} &= 1.01 \times 10^5 \text{ Pa}(\text{N/m}^2) \\&= 1.01 \times 10^6 \text{ bar}(\text{dyn/cm}^2) \\&= 760 \text{ torr} \\&= 760 \text{ mmHg} \\&= 1.03 \times 10^4 \text{ mmwater}\end{aligned}$$

在气象学中广泛采用的单位是 bar 和 mbar. 在医学和生理学是用 torr 或 mmHg.

2.1.2 流体静压、帕斯卡原理和水压机

我们知道潜水时压强随着进入水面的深度的增加而增大. 登山时大气压随着进入大气层的高度而减小. 潜水员和登山者所感知的压强通常叫流体静压, 因为这些压强是由静态流体引起的. 下面我们介绍流体静压随深度(高度)而变化的方程.

考虑在密度为 ρ 的液体下深度为 h 的地方, 由液体重量所产生的压强为

$$p = \frac{F}{S} = \frac{mg}{S}$$

式中, m 是截面积为 S 的液柱的质量. 用高度 h 乘分子分母, 得

$$p = \frac{mgh}{Sh} = \frac{mgh}{V} = \rho gh \quad (2-3)$$

式(2-3)所给出的是超过大气压的压强, 通常叫做表压(gauge pressure). 考虑水面的大气压, 深度为 h 处的总压强为

$$p = p_0 + \rho gh \quad (2-4)$$

式(2-4)说明, 液体压强仅与密度 ρ 和深度 h 有关, 而与容器的形状无关.

例 2.1 可假定正在生长的树木内部有一些小的区域被抽空, 以及在这种情况下由大气压强 p_0 使水上升. 试问, 在这种前提下水上升的最大高度是多少?

解

$$p_0 = \rho gh$$

$$h = \frac{p_0}{\rho g} = \frac{1.01 \times 10^5}{10^3 \times 9.8} = 10.3 \text{ m}$$

帕斯卡定律(Pascal's law)的表述如下: 作用于在密闭流体上的压强将大小不变地传递到流体中每一部分及容器的器壁.

上述结论是建立在液体不可压缩这个事实上的. 这个定律是在 16 世纪中叶由帕斯卡提出来的. 据说, 帕斯卡运用这个发现赢得了大量财富. 他曾同当地人打赌, 他能用倒入一杯葡萄酒的方法把一个坚硬的酒桶压破. 当时没有一个人相信他能做到, 因而赌注很大. 在约定的时间和地点, 他把一根长而细的管子垂直插入酒桶, 同时把葡萄酒倒入管中, 直到酒桶被压破为止. 帕斯卡知道, 管子的高度能增加足够的压强而使酒桶压破. 帕斯卡原理现应用于水压机中, 如图 2-1 所示. 水压机由两个连通并充满液体的圆筒构成. 横截面积分别为 S_1 和 S_2 , 施加一个小的作用力 F_1 能产生一个大的输出力:

$$F_2 = \frac{S_2}{S_1} F_1$$



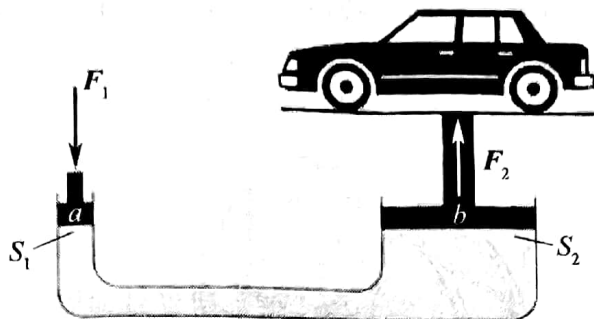


图 2-1 水压机

例 2.2 如图 2-1 所示,在一个水压机中,小活塞的直径为 1.0 cm,大活塞的直径为 8.0 cm. 将 50 N 的力加到小活塞上,求作用于大活塞上的力.

解 根据帕斯卡定律,作用在两个活塞上的压强相等,即

$$\frac{F_2}{S_2} = \frac{F_1}{S_1}$$

所以

$$F_2 = \frac{S_2}{S_1} F_1 = \frac{4^2}{(0.5)^2} \times 50 = 3\,200\text{ N}$$

这就是汽车加油站中所用的液压千斤顶的基本工作原理,在汽车上的液压制动刹车装置也使用这个原理.

2.1.3 阿基米德原理和鱼的浮力

阿基米德原理(Archimedes' principle):全部或部分地浸入流体中的物体,受到一个向上的力(浮力)的作用,其大小等于物体所排开的那部分流体的重量.用公式表示为

$$F_b = \rho V_f g$$

式中, ρ 是流体的密度, V_f 是被排开流体的体积.

浮力的发生是由于深度差,物体底部受到的流体压强比其顶部所受的压强更大.

例 2.3 试求,漂浮在海水中的冰山的可见部分占多大的比例?

解 令 V_i 为冰山体积,看不见的部分在水下等于冰山排开海水的体积 V_f . 所求的比例为 $1 - \frac{V_f}{V_i}$. 由于冰山处于漂浮状态,则冰山的重量等于其所受的浮力,即

$$mg = \rho_f V_f g$$

所以

$$\rho_i V_i = \rho_f V_f \quad \text{或} \quad \frac{V_f}{V_i} = \frac{\rho_i}{\rho_f}$$

ρ_i 和 ρ_f 分别是冰与海水的密度,查表 2-1 代入数值,就得到

$$1 - \frac{V_f}{V_i} = 1 - \frac{\rho_i}{\rho_f} = 1 - \frac{0.917}{1.024} = 0.10$$

浮力对大部分海洋动物和淡水动物来说是很重要的. 乌贼接近海底游动,靠伸出长的触手捕捉小鱼和虾. 它们只需用很小的力就能在海洋中游动,因为它们的密度与海水的密度相同.



这种密度的协调是通过乌贼骨来实现的,乌贼骨中包含许多小的充气分隔室.其体积占乌贼整个体积的 9.3%,但其密度仅为 0.62 g/cm^3 . 同样,头足纲动物的鹦鹉螺具有螺旋形的外壳,外壳内含有的一些很大的充气囊(见图 2-2),所以它的密度大约与海水的密度相同.

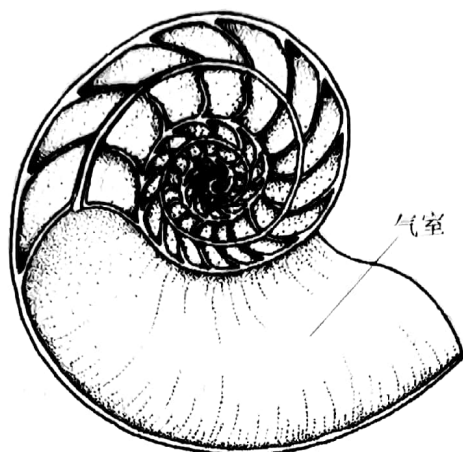


图 2-2 鹦鹉螺壳的充气室

一般说来,鱼组织和鱼骨的密度大于海水的密度(生物组织密度较海水小的只有脂肪).硬骨鱼生活在靠近水面的地方,因此需要减小它们的密度,以便与海水的密度协调.这种协调作用是通过鳔来实现的.鳔位于体腔中.与鹦鹉螺不同,这是一个柔软的容器.因此,鱼的总密度随鳔的大小而变化.鳔的大小由压强确定,而压强则由鱼在水中的深度决定.

不同于液体,气体是相当可压缩的,在一定的温度下,气体体积与压强成反比(波义耳定律).因此,当一条鱼游在较深处时,它的鳔的体积减小,其平均密度相应增加.鱼总是被“设计”成能运行于一个最佳深度附近,在此深度鳔的体积是一个合适的数,使鱼的密度恰好等于周围水的密度,不管是海水或淡水.

鲨鱼不是硬骨鱼,它们具有大的肝脏,肝脏的相对密度为 0.86,其重量占体重的 20%.这种肝脏构造给它们提供了必需的浮力.

与上述控制浮力的方法相反,鳄鱼通过吃石头在水中沉得更深,以便捕获猎物.

例 2.4 生活在浅水中的淡水鲈当可伸缩的占总体积 7.5% 的鳔充满气时,测得它的密度为 $\rho = 1.005 \text{ g/cm}^3$. (1) 假如它的鳔完全压瘪,求它的密度; (2) 假如一健康的鲈游到水面下深度为 5.15 m 处,它的密度为多少?

解 (1) 根据 $\rho = \frac{m}{V}$, $\rho \propto \frac{1}{V}$, 因此

$$\rho_2 = \frac{V_1}{V_2} \rho_1 = \frac{1}{1 - 0.075} \times 1.005 = 1.086 \text{ g/cm}^3$$

(2) 当鲈向下游时,压强的增加使鳔的体积减少. 水下 5.15 m 处的压强为

$$p = p_0 + \rho gh = 10^5 + 10^3 \times 9.8 \times 5.15 = 1.5 \times 10^5 \text{ Pa}$$

由波义耳定律知

$$\frac{V_2}{V_1} = \frac{p_1}{p_2} = \frac{2}{3}$$

即鳔的体积变为原来的 $\frac{2}{3}$, 所以由(1), 新的密度为

$$\rho_2 = \frac{V_1}{V_2} \rho_1 = \frac{1}{1 - 0.075 \times (1 - \frac{2}{3})} \times 1.005 = 1.03 \text{ g/cm}^3$$



此例表明,浅水鱼游得越深,它的平均密度变得越大,因而它返回正常深度所需的力也越大.假如鲈游得太深,它可能游不回水面,因此可以说它“被淹死了”.

2.1.4 运动的理想流体

实际流体的运动十分复杂,影响因素很多,至今尚未完全了解.因此我们引入一种“理想流体”模型,它在数学上较易处理而且可以得到许多有用的结果.简单来说,理想流体就是指不可压缩的非粘性流体.关于理想流体的流动,有以下几个基本概念.

1. 稳流(steady flow)

如果流体内各点的流速大小和方向都不随时间而变化,这种流动就叫**稳流**.平静溪流中心处水的缓慢流动就是稳定的.有急流时流动就是不稳定的,称为**非稳流(湍流)**.图2-3表示一缕上升的烟从稳流到非稳流的过渡状态.烟颗粒的运动速度随着上升而增加.在某一临界速度,该流动从稳定变为非稳定.

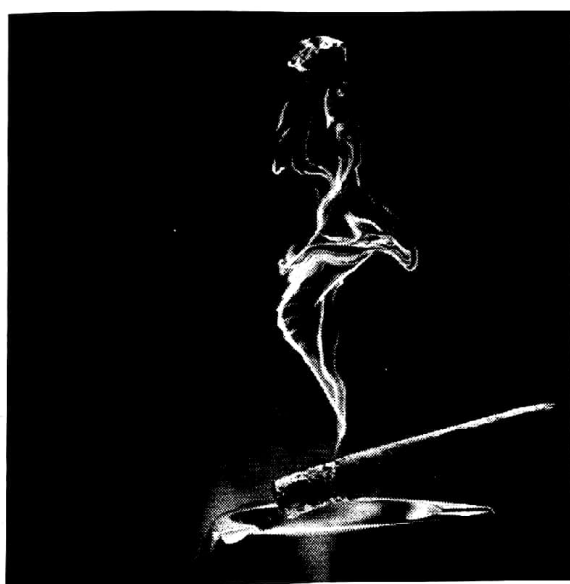


图2-3 烟和受热空气的上升流动从稳流变成湍流

2. 流线

为了使流体的流动轨迹看得见,我们可以通过加一种示踪剂的方法.示踪剂可以是在液体中注入的染料,也可以是加到气流中的烟雾颗粒(见图2-3和图2-4).示踪剂的每一小部分都

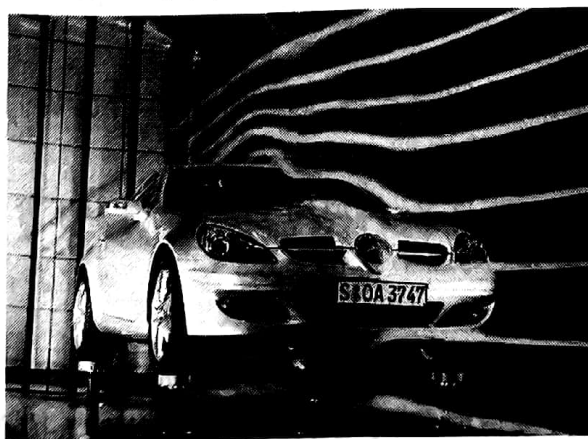


图2-4 在进行风洞试验时,烟在经过汽车的空气流中显示流线



形成一条**流线**(streamline),它就是流体流动时流体的一个微元所取的路径.根据质点运动学,一个质点的速度总是与该质点所取的路径相切.这里的质点就是流体的微元,它的速度总是与流线相切(见图2-5).由于这个原因,两条流线是不会相交的.如果它们相交了,那么一个微元到达交点时,就会同时具有两个速度,而这是不可能的.

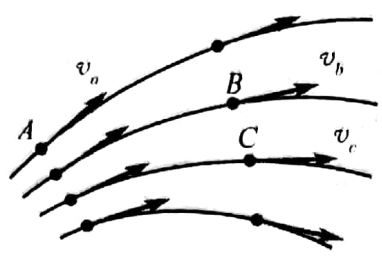


图 2-5 流体微元运动时描出的流线

3. 流管

由流线作管壁的想象的管子称为**流管**.

2.1.5 连续性方程

在日常生活中,用水管浇水时,可以用大拇指堵住水管口的一部分来增大水流出的速率.显然水的流速与水流通过的横截面有关.下面推导理想流体的流速 v 与横截面积 S 的关系.

假设理想流体通过如图2-6所示的一根粗细不等的管子,流动方向向右.考虑管子长为 L 的一段,流体在管子左端的流速为 v_1 ,右端流速为 v_2 .管子左端横截面积为 S_1 ,右端为 S_2 .假设在时间 Δt 内有体积为 ΔV 的流体从左端流入.由于流体是不可压缩的,则必定有同一体积 ΔV 的流体从右端流出. Δt 时间内左端流入的体积 ΔV 可表示为

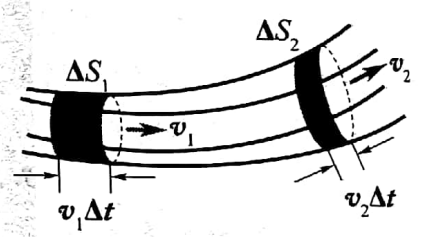


图 2-6 连续性方程示意图

$$\Delta V = S_1 v_1 \Delta t$$

同样,右端流出的体积为

$$\Delta V = S_2 v_2 \Delta t$$

所以

$$\Delta V = S_1 v_1 \Delta t = S_2 v_2 \Delta t$$

或

$$S_1 v_1 = S_2 v_2 \tag{2-5}$$

这一速率与横截面积的关系式叫做**连续性方程**.此式告诉我们,减小流体流过的横截面积时(如同挡住或压扁水管出口),流速增加.

连续性方程不仅对实际的管子成立,也适用于流管.因为流管与实际的管子很像,流体微元无法跨越作为流管边界的流线(流线不会相交).

我们可以把连续性方程写成

$$R_v = Sv = \text{常量} \tag{2-6}$$

这里 R_v 称为流体的**体积流量**(单位时间流过某横截面的体积).它的单位是 m^3/s .式(2-6)表明每秒流入管道(流管)的体积必定等于流出的体积.



例 2.5 正常人在静止状态下主动脉横截面积 S_0 是 3 cm^2 , 通过它的血液流速是 30 cm/s . 典型的毛细血管(直径约 $6 \mu\text{m}$) 的横截面积 S 是 $3 \times 10^{-7} \text{ cm}^2$, 流速是 0.1 cm/s . 这样一个人有多少毛细血管?

解 通过毛细血管的全部血液必定通过主动脉, 血液可看做是不可压缩的, 因此通过主动脉的体积流量比等于通过毛细血管的总体积流量. 假定毛细血管都是一样的, 具有相同的横截面积及流速, 于是, 由式(2-5) 就有

$$S_0 v_0 = n S v$$

此处 n 为毛细血管数, 解得

$$n = \frac{S_0 v_0}{S v} = \frac{3 \times 30}{3 \times 10^{-7} \times 0.1} = 3 \times 10^9$$

容易看出, 所有毛细血管的总横截面积是主动脉横截面积的 300 倍.

2.1.6 伯努利方程

现在讨论伯努利方程. 它是由丹尼尔·伯努利(Daniel Bernoulli, 1700 ~ 1782) 在 1738 年首先推导出来的. 这个方程的原理为, 当流体从一个位置流到另一个位置时, 对流体所做的功等于它的机械能的变化. 在下列条件下可以应用伯努利方程:

- 1) 流体是不可压缩的, 即它的密度保持不变.
- 2) 流体是非粘性的, 因此没有因摩擦而损失的机械能.
- 3) 流体的流动是稳定的, 即是稳流而非湍流.

上述条件归结为理想流体的稳流. 下面我们将利用能量守恒原理证明伯努利方程.

如图 2-7 所示, 在作稳流的理想流体中, 取任一细流管. 设在时刻 t , 该流管中的一段流体在 $A_1 A_2$ 位置, 两截面面积分别为 S_1 、 S_2 , 每截面处质量元的速率分别为 v_1 、 v_2 , 经过 Δt 时间, 该段流体到了 $B_1 B_2$ 位置.

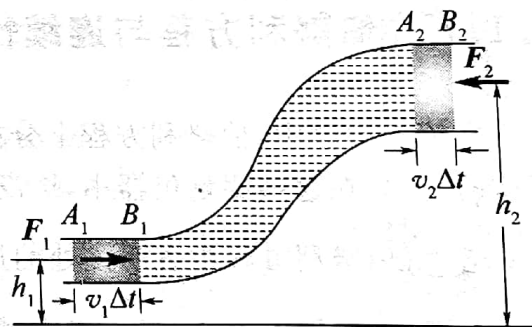


图 2-7 伯努利方程示意图

因为是稳流, $B_1 A_2$ 段流体的机械能不变, 所以 $A_1 A_2$ 段流体经 Δt 时间后, 机械能的增量为

$$\Delta E = E_2 - E_1 = \left(\frac{1}{2} \Delta m v_2^2 + \Delta m g h_2 \right) - \left(\frac{1}{2} \Delta m v_1^2 + \Delta m g h_1 \right)$$

流体流动由后方流体推动前方流体前进, 故力 F_1 做正功, 力 F_2 做负功. 又因为没有摩擦力, 所以在 Δt 时间内, 外力做的总功为

$$\begin{aligned} W &= F_1 v_1 \Delta t - F_2 v_2 \Delta t = p_1 S_1 v_1 \Delta t - p_2 S_2 v_2 \Delta t = p_1 \Delta V - p_2 \Delta V \\ &= (p_1 - p_2) \Delta V \end{aligned}$$

根据功能原理, 流体从 $A_1 A_2$ 流到 $B_1 B_2$ 位置过程中, 外力所做的功等于机械能的增量

$$W = \Delta E$$

即

$$(p_1 - p_2) \Delta V = \left(\frac{1}{2} \Delta m v_2^2 + \Delta m g h_2 \right) - \left(\frac{1}{2} \Delta m v_1^2 + \Delta m g h_1 \right)$$



方程两边除以 ΔV , 并整理得

$$p_1 + \frac{1}{2}\rho v_1^2 + \rho g h_1 = p_2 + \frac{1}{2}\rho v_2^2 + \rho g h_2 \quad (2-7)$$

因为 $A_1 A_2$ 段流体是任取的, 故式(2-7)也可以写为

$$p + \frac{1}{2}\rho v^2 + \rho g h = \text{常量} \quad (2-8)$$

式(2-7)和式(2-8)是伯努利方程(Bernoulli equation)的两个等价形式. 它可以叙述为: 理想流体作稳流时, 沿同一流线上各点, 压强与单位体积的总机械能之和是一恒量.

伯努利方程的两个重要推论:

1) 对于静止流体, 应用伯努利方程, 即将 $v = 0$ 代入式(2-7), 得

$$p_2 = p_1 + \rho g (h_1 - h_2)$$

这就是前面推导的静止流体的压强随深度变化的关系, 形式略有不同.

2) 流体水平流动时, 即令 $h_1 = h_2$, 得

$$p_1 + \frac{1}{2}\rho v_1^2 = p_2 + \frac{1}{2}\rho v_2^2 \quad (2-9)$$

此式说明, 流体微元沿水平线流动时如果流速增加, 则压强减小, 反之亦然.

伯努利方程仅对于理想流体严格成立. 如果存在粘性力, 则会涉及热能. 下一节非粘性流体的流动中讨论这个问题.

2.1.7 伯努利方程与连续性方程的应用

在流体力学中, 伯努利方程十分重要, 应用很广. 通过压强的测量, 伯努利方程可用来确定流体的速率. 在这些测量仪器中, 广泛应用了如下原理: 连续性方程要求在管道的狭窄处流体速率增大; 伯努利方程则表明该处的压强必须下降. 也就是说, 对于一个水平流管, $p + \frac{1}{2}\rho v^2$ 是一个恒量, 如果 v 增大, 则 p 必定减小.

1. 汾丘里(Venturi)流量计

汾丘里流量计是放在流体管道中测量流体流速或流量的一种仪器. 流体流过管子中横截面积不同的部分, 管子狭窄处流速增大, 根据伯努利方程, 压强就降低, 测量这个压强变化就能确定流速. 可以用一个插在主管道中的竖直细圆柱体来测量压强(见图 2-8), 也可以用电子流体压强计代替开管流体压强计.

汾丘里管是两头粗中间细的水平放置的管子, 管子粗处截面积为 S_1 、流速为 v_1 、压强为 p_1 , 细处截面积为 S_2 、流速为 v_2 、压强为 p_2 , 两截面处的压强差为

$$p_1 - p_2 = \rho g h$$

由伯努利方程

$$p_1 + \frac{1}{2}\rho v_1^2 = p_2 + \frac{1}{2}\rho v_2^2$$

有

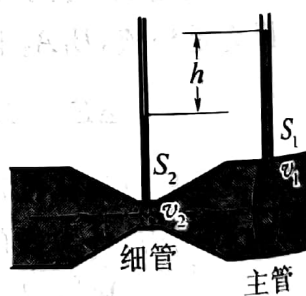


图 2-8 汾丘里流量计



$$v_2^2 - v_1^2 = 2gh$$

又由连续性方程有

$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$

上面两方程联立求解,可得流速和流量

$$v_1 = S_2 \sqrt{\frac{2gh}{S_1^2 - S_2^2}} \quad (2-10)$$

$$Q = v_1 S_1 = S_1 S_2 \sqrt{\frac{2gh}{S_1^2 - S_2^2}} \quad (2-11)$$

下面的例题说明如何用流量计测量动脉中的血液速度。

例 2.6 把一个汾丘里流量计连接到狗的一根大动脉上. 流量计的宽的的部分的面积 $S_1 = 0.08 \text{ cm}^2$, 它等于动脉的横截面积. 流量计的窄的部分的面积 $S_2 = 0.02 \text{ cm}^2$. 流量计中的高度差是 1.2 cm . 动脉中血液的流速 v_1 多大?

解 将已知条件代入式(2-10),得

$$v_1 = \sqrt{\frac{2 \times 9.8 \times 0.012}{(0.08/0.02)^2 - 1}} = 0.125 \text{ m/s}$$

2. 皮托(Pitot) 管

图 2-9 表示了一根插在气体中的皮托管,它是用来测量气体流速的. 它对流动的干扰很小. 皮托管由两根同轴细管组成,内管的开口正对流体(A 点),外管开口在管壁的 B 处,两管分别与盛有工作液体(密度为 ρ') 的 U 形管相连.

流体在 A 点处受阻形成流速为零的停滞区,该点称为驻点. B 点的流速即为流体的流速 v . 忽略 A 点和 B 点在高度上的微小差别,根据伯努利方程有

$$p_A = p_B + \frac{1}{2} \rho v^2$$

这里 ρ 是流体密度. A、B 两点的压强差为

$$p_A - p_B = \rho' gh$$

可得流体的流速为

$$v = \sqrt{2\rho' gh / \rho} \quad (2-12)$$

式(2-12) 给出了气体速率. 将这个仪器加以定标就可以直接读出流速,所以它又叫做空气速率指示器. 测出 A、B 两管中的高度差即可得到流速.

3. 空吸作用

如图 2-10 所示,在一中间细两头粗的水平流管中,细处有一管子连接外部容器. 由于 $S_1 > S_2$, 根据连续性方程有

$$v_1 < v_2$$

又由伯努利方程有

$$p_1 > p_2$$

如果管中流速很大,则 p_2 小于大气压强,于是该处的流体吸入管外的液体(或气体)一并流走,

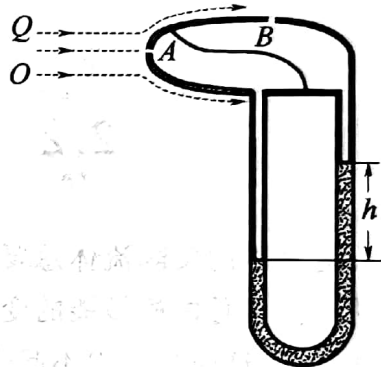


图 2-9 皮托管



这种现象被称为空吸作用. 水流抽气机、喷雾器等就是根据空吸原理制成的.

4. 机翼的动升力

动升力是由于物体在流体中的运动而产生的作用于物体的力. 图 2-11 表示鸟的翅膀和飞机机翼特有的翼面形状. 图中流线显示, 机翼上面的流线比机翼下的流线更密集. 按照连续性方程, 这表示机翼上面的空气流速大于机翼下面的空气流速. 伯努利方程指出, 同一根流线上 (对两根十分靠近的流线也成立), $p + \frac{1}{2}\rho v^2 + \rho gh$ 是不变的. 忽略机翼的厚度造成的上下表面的高度差, 则机翼上面的压强小于下面的压强. 由这种上下表面的压强差, 就产生了升力 L . 这种升力使有动力的水平飞行成为可能, 并且大大增加了鸟类的滑翔距离.

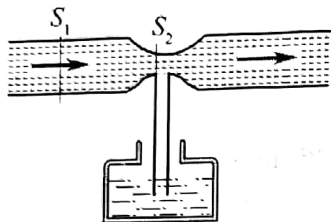


图 2-10 空吸作用原理

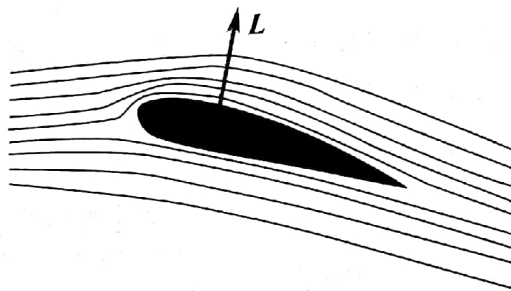


图 2-11 飞机机翼周围的流线

2.2 粘性流体的流动 血液的层流

运动中的实际流体总要显示出某些摩擦力或粘滞力的效应. 只要为克服这些摩擦力所做的功与流体总的机械能的变化可以相比, 就不能应用伯努利方程. 伯努利方程常常应用于静止流体, 因为这时粘滞力不起作用. 但是对运动的流体就有必要对粘滞力作出估算.

2.2.1 流体的粘性

当两层流体有相对运动时, 会产生切向力, 如图 2-12 所示. 流动快的一层给慢的一层以拉力 F' , 而慢的一层给流动快的一层以阻力 F , 这一对力称为粘力 (viscous force), 流体的这种性质称为粘性 (viscosity).

当具有粘性的流体流过固体表面时, 靠近固体表面的一层流体附着在固体表面上不动, 由于层流之间存在内摩擦力, 层层牵制, 所以各层流速不相等. 图 2-13 给出了粘性流体在管道中流动时其截面上的流速分布, 距管壁越近的层流流速越小.

实验表明, 两层流体之间粘力的大小 F 正比于速度梯度和面积 ΔS . 选坐标轴 z 垂直于流速方向, 如图 2-12 所示, 则有

$$F = \eta \frac{dv}{dz} \Delta S \quad (2-13)$$

式(2-13)即为牛顿粘性定律. 比例系数 η 称为流体的粘度 (viscosity). 在国际单位制中, 粘度的单位是 $\text{Pa} \cdot \text{s}$ (帕斯卡·秒) 或 $\text{N} \cdot \text{s}/\text{m}^2$. 粘度的另一单位是 P (poise, 泊), $1 \text{ P} = 0.1 \text{ Pa} \cdot \text{s}$.



遵从牛顿粘度定律的流体称为**牛顿流体**,其粘度在一定温度下是一常量.不遵从牛顿粘度定律的流体为**非牛顿流体**,其粘度在一定温度下不是一常量.一般只含有相同物质的均匀流体多为牛顿流体.水、酒精、血浆都是牛顿流体,血液等高分子悬浮液体都是非牛顿流体.

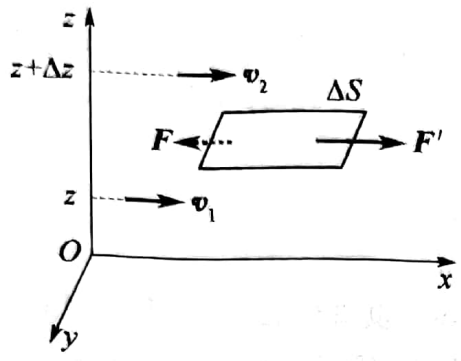


图 2-12 粘力

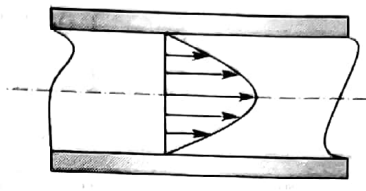


图 2-13 流体的粘性

表 2-2 给出了一些流体的粘度值,其大小取决于流体本身的性质.对液体来说,粘度随温度的升高而减小;对气体来说,粘度随温度的升高而增大.

表 2-2 流体的粘度

物质	温度 /℃	$\eta / (\text{mPa} \cdot \text{s})$	物质	温度 /℃	$\eta / (\text{mPa} \cdot \text{s})$
甘油	0	10 000	水银	0	1.69
	20	1 410		20	1.55
	60	81	空气	20	0.018 2
血液	37	2.084		671	0.042
血浆	37	1.0 ~ 1.4	二氧化碳	20	0.014 7
血清	37	0.9 ~ 1.2		302	0.027
水	0	1.79	水蒸气	0	0.009
	20	1.01		100	0.012 7
	50	0.55	氢气	20	0.008 9
	100	0.28		251	0.013

2.2.2 层流和湍流

如 2.2.1 节所述,粘性流体流动时,邻近固体表面那一薄层流动是静止的,相继的薄层流体流速逐渐增加,流体在管道中的流速是分层分布的,这种分层的流动是低速的粘性流体所特有的流线型流动,称为**层流**(laminar flow).当流体的流速增加到足够大时,层流将被破坏,变成**湍流**(turbulent flow).当流体在管道中的流动由层流变为湍流时,流体的流动不但具有混杂和紊乱的特征,而且能量损耗和阻力都急剧增大.我们常常不希望有湍流,因为它比层流消耗更多的机械能.在设计飞机和汽车时常常使它们周围的气流尽可能是流线型的.在自然现象中也同样,血管中的流动正常情况下是层流,而不是湍流.

流体在管道中流动时,由层流转变为湍流,不仅取决于流速 v ,还取决于流体的密度 ρ 和粘

度 η 以及管道的半径 r 等. 1883 年, 英国工程师雷诺 (Reynolds, 1842 ~ 1912) 提出了一个无量纲的数作为决定层流向湍流转变的判据, 即

$$Re = \frac{\rho v r}{\eta} \quad (2-14)$$

称为流动的雷诺数 (Reynolds number). 从层流向湍流的过渡, 以一定的雷诺数为标志, 称为临界雷诺数, 用 Re^c 表示. 当 $Re < Re^c$ 时为层流, 当 $Re > Re^c$ 时为湍流. 实验表明, 当液体在管道中流动时, 临界雷诺数 Re^c 为 1 000 ~ 1 500, 即

$Re < 1\,000$ 时, 液体作层流

$Re > 1\,500$ 时, 液体作湍流

$1\,500 > Re > 1\,000$, 可作层流, 也可作湍流, 称为过渡流

但临界雷诺数并不是绝对的, 当管道有急转弯、分支、管径聚变以及液体被迫流经小孔、经过障碍物等, 临界雷诺数将减小.

例 2.7 血液的粘度 $\eta = 4.0 \times 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$, 密度 $\rho = 1.05 \times 10^3 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$, 主动脉半径 $r = 1 \times 10^{-2} \text{ m}$, 临界雷诺数 $Re^c = 1\,000$, 求血液的临界速度?

解 由式 (2-14) 有

$$Re^c = \frac{\rho v r}{\eta} \Rightarrow v = \frac{Re^c \eta}{\rho r}$$

$$v = \frac{1\,000 \times 4.0 \times 10^{-3}}{1.05 \times 10^3 \times 10^{-2}} = 0.4 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$$

人在静息时, 整个心动周期内主动脉血流平均速度为 0.2 m/s , 因此, 在一般情况下主动脉中的血流属于层流, 但在心脏收缩开始射血期内速度将超过临界速度. 剧烈运动时, 心输出量可达静息时的 4 ~ 5 倍, 主动脉中将产生湍流. 此外, 层流是无声的, 湍流则伴有噪声. 例如, 动静脉部分堵塞以及心脏瓣膜狭窄在血管中引起的杂音, 都是湍流产生的. 在动脉中, 与湍流相伴随的噪声被用于血压的间接测量, 并且可用来探测某些心脏异常表现.

2.2.3 泊肃叶定律

流体力学的许多重要应用都涉及圆柱形管子 (如人的动脉) 中的层流. 为了找到循环系统中支配血流的规律, 法国的物理学家泊肃叶 (Poiseuille, 1799 ~ 1869) 研究了水在不同粗细的管子中流动的现象, 得出了著名的泊肃叶定律. 泊肃叶定律把流量与流体的粘度、压强差、管子的半径和长度联系在一起, 指出在粗细均匀的水平圆管中作层流的粘性流体, 其流量 Q 为

$$Q = \frac{\pi r^4}{8\eta L} (p_1 - p_2) \quad (2-15)$$

式中, r 为管子的半径, L 为管子的长度, η 是流体的粘度, p_1 、 p_2 为管子两端的压强. 若令

$$R_f = \frac{8\eta L}{\pi r^4}$$

则式 (2-15) 可以写成

$$Q = \frac{p_1 - p_2}{R_f} = \frac{\Delta p}{R_f} \quad (2-16)$$

式中, R_f 称为流阻 (flow resistance), 医学上称为外周阻力, 其大小由流体的粘度和管道的几何



形状决定,其国际单位为 $\text{Pa} \cdot \text{s}/\text{m}^3$. 流阻与管子半径的四次方成反比,半径微小的变化都会对流阻产生不可忽视的影响. 人体中血管可以伸缩,其管径的变化对血液的流量有很强的控制作用.

式(2-16)表明:粘性流体在粗细均匀的水平管中作层流时,流量等于管子两端压强差与流阻的比值. 与电学中的欧姆定律相似,当流体通过几个流阻不同的管道,在串联或并联时,其总流阻分别为

串联:

$$R_{\text{f}} = R_1 + R_2 + \cdots + R_n$$

并联:

$$\frac{1}{R_{\text{f}}} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \cdots + \frac{1}{R_n}$$

医学上常用这些公式对心血管系统的心输出量、血压降、外周阻力之间的数量关系进行近似地分析.

例 2.8 普通成年人主动脉的半径约为 $1.3 \times 10^{-2} \text{ m}$,假定血流量是 $Q = 100 \text{ cm}^3/\text{s}$,求通过 20 cm 长的血管后,流阻和血压降落多少?

解 查表 2-2, $\eta = 2.084 \times 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$,所以主动脉的流阻为

$$R_{\text{f}} = \frac{8\eta L}{\pi r^4} = \frac{8 \times 2.084 \times 10^{-3} \times 0.2}{3.14 \times (1.3 \times 10^{-2})^4} = 3.71 \times 10^4 \text{ Pa} \cdot \text{s}/\text{m}^3$$

$$\Delta p = Q \cdot R = 1.0 \times 10^{-4} \times 3.71 \times 10^4 = 3.71 \text{ Pa}$$

这与循环系统总压强降落(大约 13 kPa)相比是很小的. 大部分流阻和压强降落发生在分支动脉和毛细血管中.

2.2.4 斯托克斯粘性公式

由于流体的粘性,固体在流体中运动时会受到阻力,这个阻力随着速度增加而增大. 在速度很低时,这个力主要是由与速度成正比的粘性力引起的. 这里我们只考虑低速状态下物体受到的粘滞阻力. 产生粘性阻力是因为物体表面附着了一层流体,在表面周围的流体中形成一定的速度梯度,从而受到流层之间的摩擦力,最终阻碍物体在流体中的运动.

1851 年,英国物理学家斯托克斯(Stokes)研究了小球在粘性很大的液体中缓慢运动时所受阻力,给出了计算阻力的公式:

$$f = 6\pi\eta r v \quad (2-17)$$

式中, f 为小球受的阻力, η 是液体的粘度, r 为小球的半径, v 为小球的速度. 式(2-17)称为斯托克斯粘性公式.

例 2.9 半径为 r 、密度为 ρ 的小球在粘度系数为 η 、密度为 ρ' 的液体中自由下沉,求稳定后小球的速度.

解 先分析小球的受力情况,如图 2-14 所示,小球共受到 3 个力的作用,即重力 mg 、浮力 f_2 、粘性阻力 f_1 . 其合力大小为

$$F = mg - f_1 - f_2 = \frac{4}{3}\pi r^3 \rho g - 6\pi\eta r v - \frac{4}{3}\pi r^3 \rho' g$$

由于粘性阻力与速度成正比,当速度增加时,粘性阻力增大,最后 3 个力平衡,小球匀速下降,此时小球的速度称为沉降速度 (sedimentation velocity)

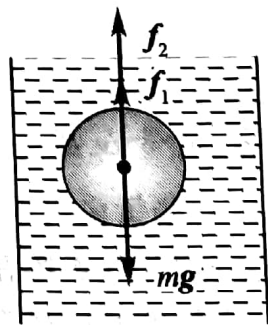


图 2-14 例 2.9 图



$$\frac{4}{3}\pi r^3 \rho g = 6\pi \eta r v + \frac{4}{3}\pi r^3 \rho' g \Rightarrow v = \frac{2}{9\eta} r^2 (\rho - \rho') g \quad (2-18)$$

式(2-18)表明,当小球(粘性液体中的细胞、大分子、胶粒等)在粘性液体中下沉时,沉降速度和颗粒的大小、密度差以及重力加速度成正比,与液体的粘度成反比.用一已知 r 、 ρ 值的小球放入液体中,测出其沉降速度,可用此式求出液体的粘度.

2.2.5 血液的流动

哺乳动物体内血液的流动是通过由心脏驱动的一个封闭系统来完成的,心脏的作用是一个泵.此系统的主要功能是把氧气送到组织,同时把二氧化碳带出体外.心脏输出的血液,首先经过大的弹性动脉管,再经过小的弹性更弱的小动脉,然后经过比血球直径还小的毛细血管流到身体各部位,最后由静脉回到心脏.

循环系统运输躯体所需要的物质和代谢产生的废物.为了完成多种功能,血液中包含许多不同的成分,包括红血球、白血球、血小板和蛋白质.但是对于我们的目的来说,只要把血液当成一种均匀的粘性流体来处理就可以了.

1. 血压

图 2-15 表示在人体循环系统中血压的变化,每次心脏搏动产生了如图所示的压强波形,每分钟有 75 ~ 80 次搏动.主动脉中的血压是随着心脏的收缩和舒张而周期变化的.当左心室收缩向主动脉排血时,主动脉中的血压达到的最高值,称为收缩压.在左心室舒张期,主动脉回缩将血液逐渐注入分支血管,血压下降达最低值,为舒张压.收缩压和舒张压之差为脉压.收缩压的高低与主动脉的弹性和主动脉中血量有关,舒张压的高低与外周阻力有密切关系.对于处于静止状态的正常人而言,收缩压和舒张压的代表值为 16 kPa(120 mmHg) 和 10.7 kPa (80 mmHg).运动、兴奋、年龄和其他因素都能急剧地影响这些数值.

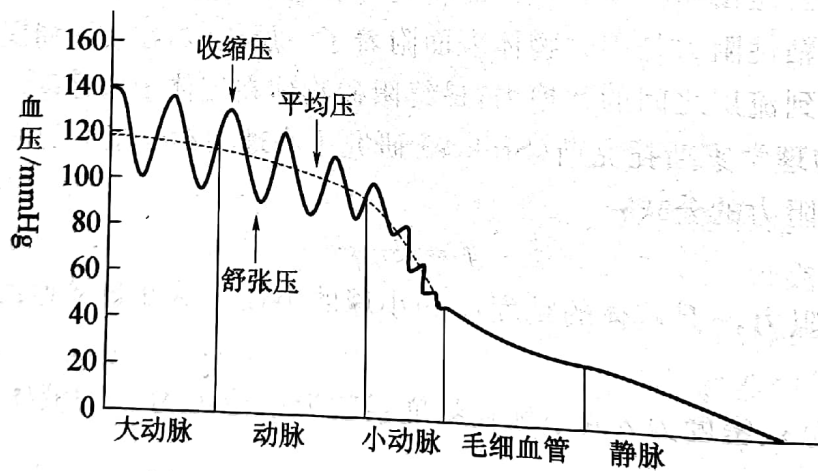


图 2-15 人的循环系统中各处的血压

2. 测量血压

常规测量血压采用的是间接测量法,使用的仪器是血压计(见图 2-16). 血压计测血压的方法是:把充气囊缠在手臂上,首先打气增加气囊中的压强,直到使肱动脉完全关闭.然后缓慢放气.当气囊的压强降至稍低于心脏的收缩压时,动脉短暂地打开,血液快速流动发生湍流,产生声振动,用听诊器可以听到这些声音.这些声音听起来像轻轻敲打的声音,称为 Korotkoff



音或叫 K 音. K 音出现时,压强计的读数就是收缩压的值.随着压强继续下降,K 音增大,然后开始消失,K 音消失时,压强计的值即为舒张压.

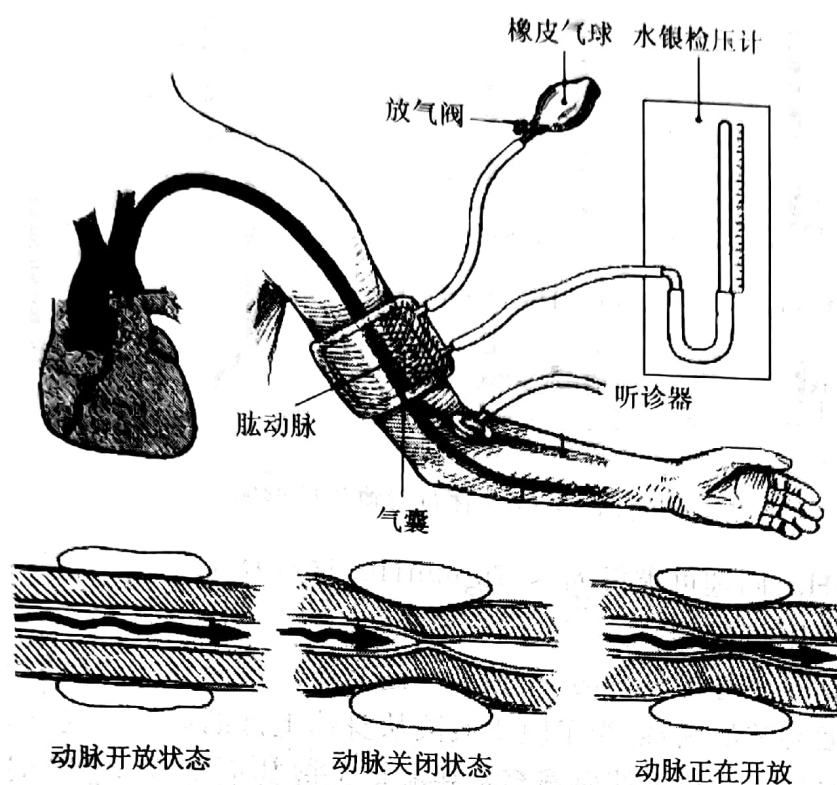


图 2-16 测量血压的血压计的使用

3. 重力对血压的影响

当人类进化到直立行走,重力的影响给循环系统带来了变化.人类已经适应了使血液克服重力向上长距离移动的问题.许多动物就不适应,比如兔子,如果保持头朝上,它们就会死去,因为血液留在下肢无法回流心脏.

图 2-17 表示在一个人大的动脉以及静脉插上管子后观察到的情况.在平躺的位置,各处压强几乎是相同的.在心脏和脚之间,或是心脏和大脑之间有很少的压强降落,那是由于粘性力造成的(对动脉、心脏处的压强大于脚或大脑处,对静脉则正好相反).然而,一个站立的人体中,这三点上的压强差别很大,这反映了这三处在高度上的差别.

既然粘性力的影响很小,我们可用伯努利方程($p + \frac{1}{2}\rho v^2 + \rho gh = \text{常量}$)来分析这个情况.

在这 3 根动脉中,血液流速近似相等,所以 $\frac{1}{2}\rho v^2$ 项可以忽略.因此脚、心脏和大脑所在处的压强 p_F 、 p_H 和 p_B 满足关系

$$p_F + \rho gh_F = p_H + \rho gh_H = p_B + \rho gh_B$$

对一个成年人,取典型值 $h_F = 0$, $h_H = 1.3 \text{ m}$, $h_B = 1.7 \text{ m}$, $\rho = 1.06 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$,可求得

$$\begin{aligned} p_F - p_H &= \rho gh_H = (1.06 \times 10^3 \text{ kg/m}^3) \times (9.8 \text{ m/s}^2) \times (1.3 \text{ m}) \\ &= 1.35 \times 10^4 \text{ Pa} = 102 \text{ mmHg} \end{aligned}$$

p_H 大约是 100 mmHg,是平均血压,其经验公式为

$$\text{平均} = \text{舒} + \frac{1}{3}(\text{收缩压} - \text{舒张压})$$



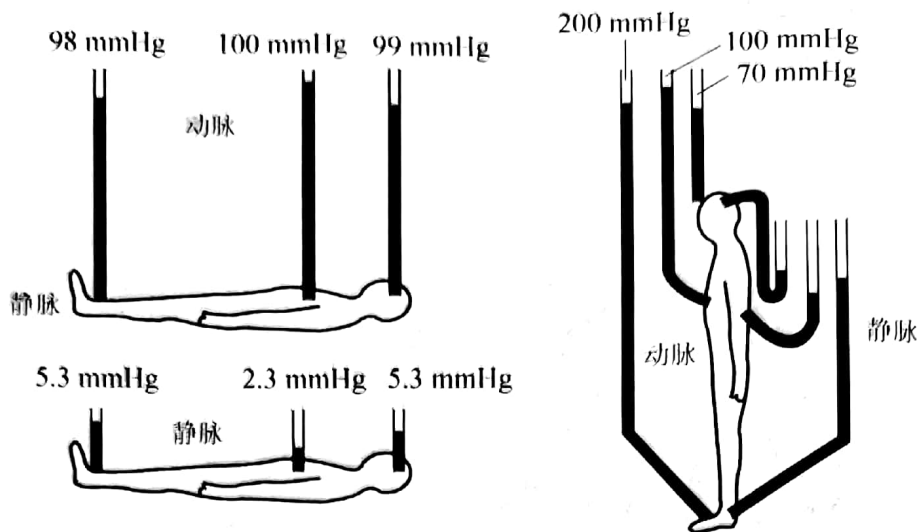


图 2-17 体位对血压的影响

因此, $p_F \approx 200 \text{ mmHg}$. 同理可求得 $p_B \approx 70 \text{ mmHg}$. 这解释了当人站立时, 为什么身体的较低部位和较高部位的血压差别很大.

这情况对人的站立姿势提出了两个问题: 一是身体上部的静脉的血液有流回心脏的趋势; 二是下肢的血液流回心脏的困难. 为了阻止血液从身体上部的静脉端流出, 尤其是阻止大脑中的血液流出(在大脑里, 保持恒定的血液容量和流量是极其重要的), 静脉周围的肌肉收缩使静脉变窄. 在下肢, 静脉的被动扩张本领和血液储藏容量比动脉的要大得多, 静脉血回流心脏主要依靠下肢肌肉(尤其是腓肠肌和比目鱼肌)的运动收缩挤压静脉. 而四肢的静脉中包含具有单向开放功能的瓣膜, 确保血液最终流向心脏. 我们把小腿肌肉的挤压作用称作“肌肉泵”作用. 我们都有这样的经验, 当一个人蹲久了突然站立起来时, 常会头晕. 这是由于要使静脉回流机制起作用, 肌肉就需要运动, 因此直到恢复前, 血液将倾向于留在位置较低的静脉中.

4. 加速度的影响

当处于直立状态的人经受一个向上的加速度 a 时, 血液的有效重量就变为 $m(g+a)$. 对大脑和心脏处应用伯努利方程, 用 $(g+a)$ 代替 g , 则有

$$p_B + \rho(g+a)h_B = p_H + \rho(g+a)h_H$$

或

$$p_B = p_H - \rho(g+a)(h_B - h_H)$$

于是大脑中的血压进一步减少. 如果 a 超过 g 的两倍, 由于血液不能抵达脑部, 人会产生眩晕. 这个因素限制了飞行员在飞机俯冲后拉起的速率.

2.2.6 连续性方程 人体内血流速度分布

由于循环系统是闭合的, 只要血液视为不可压缩的流体, 则各处测得的血液流量 Q 都是相等的. 尽管血管壁有弹性, 会造成容积的变化, 但就平均体积而言仍可保持恒定. 因而连续性方程仍可成立

$$S\bar{v} = \text{常量}$$

也即从心脏流出的血量与流经血管各处的血量以及回流心脏的血量相等. 由于血管的总截面积从动脉到毛细血管逐渐增大, 从毛细血管到静脉又逐渐减小, 所以血流速度从动脉到毛细血



管逐渐减慢,而从毛细血管到静脉又逐渐加快,如图 2-18 所示.

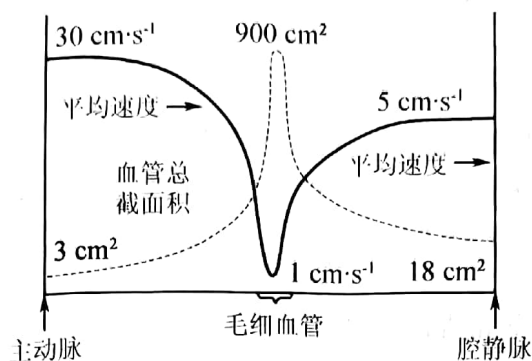


图 2-18 人体各类血管的总截面积和血液平均流速间的关系

血流在主动脉平均速度约为 30 cm/s,而流经毛细血管时有 1 mm/s 左右,这样慢的流速,对于血液与组织之间营养与代谢物质的交换,有时间得以进行.

2.2.7 粘性流体的伯努利方程 心脏做功

1. 粘性流体的伯努利方程

粘性流体流动时,必须考虑到由粘性力引起的能量损耗,这时,伯努利方程中应该加上一个修正项 W (W 表示单位体积上的流体在流管中从截面 1 流到截面 2 的过程中所消耗的机械能),即

$$p_1 + \frac{1}{2}\rho v_1^2 + \rho g h_1 = p_2 + \frac{1}{2}\rho v_2^2 + \rho g h_2 + W \quad (2-19)$$

流体在粗细均匀的水平管中流动时,有

$$v_1 = v_2, \quad h_1 = h_2$$

可得

$$p_1 - p_2 = W$$

因此,即使在水平管中也必须有一定的压强差以克服粘性力,才能使粘性流体流动.当水在截面相同的明渠中流动时,由于各处的压强都等于大气压强,即

$$v_1 = v_2, \quad p_1 = p_2$$

由式(2-19)可得

$$h_1 - h_2 = \frac{W}{\rho g}$$

因此,渠道中必须有一定的高度差,才能使水在其中流动.

2. 心脏做功

心脏有节律地收缩与舒张,不断对血液做功,弥补血液循环过程中的能量损耗,维持血液循环继续进行.在粘性流体的伯努利方程中,对血液循环系统而言,其修正量 W 为血液流动中克服粘滞力做功的能量损失.血液的能量损失由心脏做功来补偿,所以 W 即为心脏所做的功.由粘性流体的伯努利方程,左心室输出单位体积血液所做的功为

$$W_L = (p_1 - p_2) + \rho g (h_1 - h_2) + \frac{1}{2}\rho (v_1^2 - v_2^2)$$

式中, p_1 是左心室输出血液时的平均压强(约 100 mmHg), p_2 为血液流回右心房时的平均压



强, h_1 和 h_2 分别是左心室和左心房的高度. 考虑到血液流回心脏时的血流速度 v_2 和血压 p_2 都接近于零, 左心房和右心室的高度接近相等, 所以

$$W_L = p_1 + \frac{1}{2}\rho v_1^2$$

同理, 可以计算右心室排出单位体积的血液所做的功 W_R , 右心室供应肺部血液, 仅提供左心室压强的 $1/6$, 而左心室和右心室输出血液的流速近似相等, 所以

$$W_R = \frac{p_1}{6} + \frac{1}{2}\rho v_1^2$$

整个心脏输出单位体积血液所做的功为

$$W = W_L + W_R = \frac{7p_1}{6} + \rho v_1^2$$

若 $p_1 = 1.33 \times 10^4 \text{ Pa}$, $v_1 = 0.3 \text{ m/s}$, $\rho = 1.0 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$, 则心脏输出单位体积血液所做的功为

$$W = \frac{7p_1}{6} + \rho v_1^2 = 1.56 \times 10^4 \text{ J/m}^3$$

按静息状态下, 心脏每分钟心率 60 次, 心脏每搏血液量 80 ml 计算, 正常成年人心脏每分钟做功 75 J. 人运动时, 心率加快, 心脏每搏血液量增加, 心脏做功也增加.

习 题 2

2-1 一个 70 kg 的人刚好漂浮在淡水中, 实际上他的身体正好全部在水下. 问他的体积是多大?

2-2 假定葡萄酒桶在 15 cmHg 的压强作用下会破裂. 如果把纯度为 20% 的酒精和 80% 的水混合而成的酒倒入连在酒桶上的小管内. 试问为使酒桶破裂, 此管在酒桶上方应伸出多高?

2-3 试解释水龙头流下的水流为什么逐渐变细.

2-4 由连续性方程可知: 截面积大的流速小, 而由泊肃叶定律可知: 截面积大的流速大, 两者是否互相矛盾?

2-5 一根半径为 r 的血管分成四根血管, 每根半径为 $r/3$. 如果在大血管中的平均速度是 v , 求每根小血管中的平均速度是多少?

2-6 水在截面不同的水平管中作稳流, 出口处的截面积为管的最细处的 3 倍. 若出口处的流速为 2 m/s, 问最细处的压强为多少? 若在此最细处开一小孔, 水会不会流出来?

2-7 一圆形开口容器高 70 cm, 截面积为 600 cm², 储满清水, 若器底有个 1 cm² 的小孔, 求容器中的水流完需多长时间?

2-8 在一直立的大水桶的侧面有一直径为 1 mm 的小圆孔, 位于桶内水面下 0.2 m 处, 求水在小圆孔处流出的速率和体积流量.

2-9 如果长颈鹿的大脑比心脏高 2 m, 它的的心脏和大脑间的压强差是多少 (假定这两个位置处血液的速度是相同的)?

2-10 设某人的心输出量为 $0.83 \times 10^{-4} \text{ m}^3/\text{s}$, 体循环的总压强差为 12.0 kPa, 求此人体循环的总流阻.

2-11 试估算你的心脏每天对体循环的搏血量是多少?

2-12 设血液的粘度为 $\eta = 2.0 \times 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$, 若以 72 cm/s 的平均流速通过主动脉, 临界雷诺数为 1000, 求产生湍流的临界半径. (血液的密度为 $1.05 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$)

2-13 一个直径为 6.0 mm 的玻璃球在盛有甘油的筒中自静止下落, 现测得小球降落的收尾速度为 3.1 cm/s, 求甘油粘度. 已知玻璃球的密度为 2.56 g/cm³, 甘油的密度为 1.26 g/cm³.





液体的表面现象

肺是进行气体交换的器官. 人体的肺是一对海绵状构造体, 支气管入肺后, 分成无数个小支气管. 这些小支气管再细分, 到其末端膨大成囊状气室. 每一个气室又隔成许多小气囊, 就是肺泡, 有亿万个左右(见图 3-1). 这些小肺泡是大小不等的, 大肺泡的半径是小肺泡半径的 $3 \sim 4$ 倍, 并且这些有功能的肺泡的导管是相通的. 那么, 这些大小不等又相通的肺泡是如何维持其正常生理功能的呢?

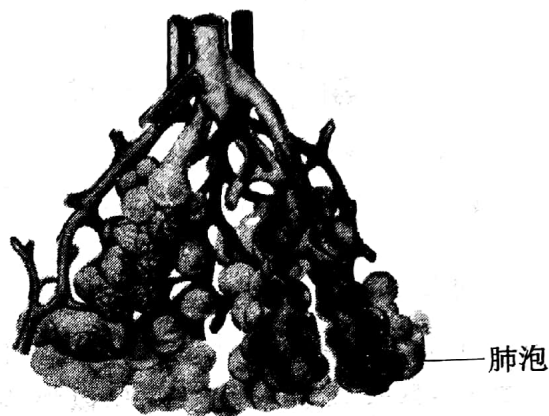


图 3-1 人体的肺

研究发现, 每个肺泡内壁附着有一层特殊的肺液, 这些肺液与空气接触时有一个界面(液体与固体相接触时也有一个界面). 所以, 这些小肺泡在物理学上类似于一个个相互连通的微液泡. 而处于界面的分子由于同时受到同种分子以及气体或固体分子的作用力, 产生一系列的特殊现象, 称为液体的表面现象. 如表面张力、附加压强等, 这些特性对生物体而言, 有极其重要的意义.

本章主要介绍液体的表面张力、附加压强、毛细现象以及气体栓塞等.

3.1 液体的表面张力和表面能

3.1.1 液体的表面张力

液体的表面如拉紧的弹性薄膜, 有收缩成最小的趋势, 如落在树叶上的露水成珠状, 荷叶上的小水滴等. 这说明液体的表面存在着张力, 称为表面张力(surface tension). 表面张力是由分子力产生的.

分子作用力与分子间距离的关系曲线如图 3-2 所示. 分子间的平衡距离 r_0 为 10^{-10} m, 当两分子间的距离小于 r_0 时, 分子间的作用力表现为斥力; 当两分子间的距离大于 r_0 且在 $10^{-10} \sim 10^{-9}$ m 时, 分子间的作用力表现为引力, 当分子间的距离大于 10^{-9} m 时, 引力迅速趋于零. 所以, 只有当分子间的距离小于 10^{-9} m 时才存在作用力. 以 10^{-9} m 为半径作一球面, 则只在这个球面内的分子才对位于球心的分子有作用力, 此球称为分子作用球, 球的半径为分子

